

ANÁLISE DA FRATURA DE HASTE INTRAMEDULAR FEMORAL

A.P.G. Santos, Laboratório de Engenharia Biomecânica UFSC, arthur.pgsantos@gmail.com

P.C. Ortega, Laboratório de Engenharia Biomecânica UFSC, patricia.ortega.cubillos@posgrad.ufsc.br

W.B. Medeiros Jr., Laboratório de Engenharia Biomecânica UFSC, wagnerbmj@hotmail.com

C.R.M. Roesler, Laboratório de Engenharia Biomecânica UFSC, r.roesler@ufsc.br

Resumo. Implantes ortopédicos de osteossíntese são usados como dispositivos invasivos para recuperar o tecido ósseo danificado por traumas. Estes dispositivos médicos devem respeitar um rigoroso sistema de regulação sanitária que visa garantir a segurança e eficácia de seu uso em seres humanos. O presente trabalho visa avaliar as características da fratura decorrente do ensaio de fadiga de hastes intramedulares femorais canuladas, bem como determinar suas características químicas, microestruturais e fractográficas. As hastes são fabricadas em liga de titânio Ti-6Al-4V ELI. Os dados obtidos foram confrontados com os requisitos normativos pertinentes e os micromecanismos de falha presentes nas hastes fraturadas foram determinados. Os resultados obtidos com a caracterização do material, que incluem a composição química, tamanho de grão, grau de inclusões e dureza atendem aos requisitos das normas técnicas para as ligas de titânio usadas na fabricação de implantes médicos. Também constatou-se que a fratura das hastes intramedulares apresenta características macro e micrográficas condizentes ao fenômeno da fadiga de alto ciclo.

Palavras chave: fadiga, fratura, haste intramedular, titânio.

1. INTRODUÇÃO

Implantes ortopédicos de osteossíntese tem como objetivo fornecer suporte temporário para que o osso danificado recupere sua funcionalidade via consolidação óssea (SCHNEIDER *et al.*, 2001). Portanto, muitos tipos de dispositivos ortopédicos utilizam materiais metálicos com boas propriedades mecânicas, estabilidade estrutural e biocompatibilidade (RACK *et al.*, 2005; OKAZAKI *et al.*, 2012).

Com uma densidade de $4,54 \text{ g/cm}^3$, o titânio pode ser considerado um material relativamente leve, possui boas propriedades, como alta resistência específica, boa rigidez específica, boa ductilidade, tenacidade à fratura razoável e boa resistência à corrosão tanto em meio aquoso como gasoso, sendo de suma importância tecnológica e de grande potencial para aplicações em que o desempenho do material a ser utilizado seja crítico (SRIVATSAN *et al.*, 2010).

Por esta razão o titânio e suas ligas são materiais bastante utilizados no uso em implantes ortopédicos (uma aplicação de alto risco) em que se envolve de forma direta a saúde do paciente que irá receber o dispositivo. Para que o desenvolvimento desses materiais atinja os seus objetivos e posteriormente o uso dos produtos seja feito de forma confiável, o entendimento de todos os fenômenos e características do material é de suma importância (NIIMONI, 1998; WANG, 1996).

O fenômeno da fadiga é frequentemente observado em materiais destinados a dispositivos implantáveis e é tido como uma importante causa de falhas em implantes ortopédicos (OKAZAKI *et al.*, 2012). Considerando o uso biomédico no desenvolvimento desses produtos, quantificar e qualificar a sua resistência à fadiga através de ensaios mecânicos e análise da fratura é crucial para que se possa prever a durabilidade desses dispositivos, e, assim, conferir aos pacientes produtos confiáveis e seguros, especialmente na substituição ou suporte ao tecido ósseo e sua função estrutural (NIIMONI, 1998).

Este trabalho tem como objetivo apresentar e discutir os resultados obtidos através de observações de ensaios feitos em implantes intramedulares fabricados na liga baseada em titânio Ti-6Al-4V ELI (Extra Low Interstitial) recozida ou ASTM F136-13 Grade 23, submetidos a ensaios de fadiga laboratoriais de alto ciclo.

2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para realizar a análise da fratura de hastes intramedulares bloqueadas em Ti-6Al-4V ELI foram estudadas hastes femorais canuladas, nas quais foram realizadas análise do material, análise das propriedades mecânicas e análise macrográfica e micrográfica da fratura. As hastes tinham as seguintes características dimensionais: diâmetro externo de 10 mm, diâmetro interno de 4 mm e comprimento de 460 mm.

As hastes intramedulares femorais canuladas foram submetidas a ensaio de fadiga flexural com o intuito de conhecer o seu comportamento em uso, para tal, é necessário conhecer o valor do momento fletor médio no limite de escoamento. Foi então realizado inicialmente um ensaio estático de flexão em 4 pontos em uma máquina de ensaios universal da marca EMIC modelo DL-3000 segundo norma ASTM F1264 como demonstrado na Fig. (1.a), posteriormente, este valor foi utilizado para o cálculo da magnitude das forças aplicadas no ensaio de fadiga. Após determinar o valor médio do momento fletor no limite de escoamento para o grupo de hastes, o ensaio de fadiga foi realizado com carregamento

senoidal e frequência de 5 Hz utilizando uma razão de tensões R de 0,1 predefinida pela norma ASTM F1264, a Fig. (1.b) demonstra o formato da onda. O ensaio foi realizado em uma máquina servo-hidráulica da marca BRASVÁLVULAS modelo BME 2000 160/AT. O número de ciclos foi contabilizado para cada carregamento até a falha catastrófica da haste ou até o limite de 10^6 ciclos ser atingido.

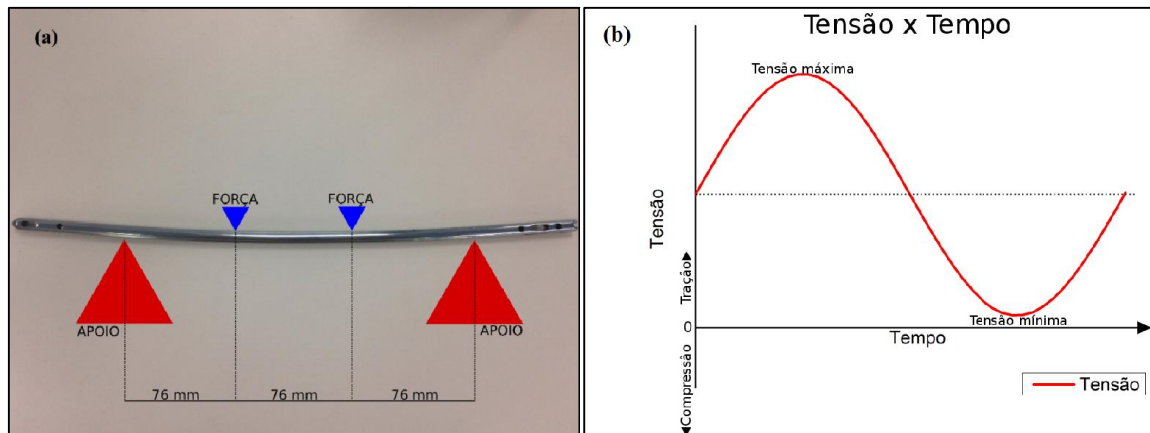


Figura 1. (a) esquema de aplicação das forças nos ensaios flexurais estáticos e dinâmicos; (b) formato da curva de carregamento aplicada.

Posteriormente as hastes intramedulares femorais foram seccionadas e preparadas segundo a norma ASTM E3 e atacadas com o reagente Kroll para fazer análise microestrutural no microscópio óptico NIKON modelo ECLIPSE LV100D-U[25], os equipamentos utilizados nessa etapa estão demonstrados na Fig. 2. A análise macro e micrográfica foi realizada nas superfícies de fratura no microscópio eletrônico de varredura (MEV) da marca JEOL modelo JSM-6390LV. A análise química da liga foi realizada em um espectrômetro de emissão óptica da marca OXFORD modelo Foundry-Master Pro.



Figura 2. Equipamentos utilizados na análise metalográfica.

3. RESULTADOS

3.1. Composição Química

A Tab. (1) apresenta os resultados de composição química obtida através de espectrometria de emissão óptica das hastes intramedulares femorais canuladas analisadas.

As especificações do material estão de acordo com a norma ASTM F136-13.

Tabela 1. Composição química média para o grupo de hastes intramedulares analisado, quantidades em porcentagem em relação ao peso.

	Nitrogênio	Carbono	Hidrogênio	Ferro	Oxigênio	Alumínio	Vanádio
ASTM F136	máx. 0,05%	máx. 0,08%	máx. 0,012%	máx. 0,25%	máx. 0,13%	5,5%-6,5%	3,5%-4,5%
Média (%)		0,0061		0,203		6,67	4,25

Verifica-se que a análise detectou uma quantidade de Alumínio (6,67%) acima daquele especificado na norma, porém esse resultado pode ser uma consequência do Alumínio ser um elemento de difícil detecção, desta forma, é

provável que a quantidade de Alumínio na composição do material esteja de acordo, já que apresentou valores próximos ao requisitado na norma.

A quantidade de Vanádio detectada foi de 4,25%, dentro dos valores requisitados pela norma, assim como o Carbono e o Ferro cujos valores detectados foram de 0,0061% e 0,203% respectivamente, bem abaixo dos limites máximos estipulados. O Titânio não possui faixas definidas pela norma, sendo apenas o balanço da composição química.

3.2. Microestrutura

A Fig. (3) mostra que as hastes intramedulares femorais canuladas ensaiadas possuem microestrutura equiaxial ultrafina composta de matriz Alfa com glóbulos dispersos de fase Beta e não existem grandes colônias de fase alfa como recomendando pelas normas ASTM F136-13 e ASTM F620-11. Este aspecto é importante para a resistência destas ligas já que as propriedades mecânicas de ligas do tipo Alfa+Beta são influenciadas negativamente com o aumento do tamanho das colônias de fase Alfa (POONDLA *et al.*, 2009; LÜTJERING, 1998, SRIVATSAN *et al.*, 2009).

Sendo a estrutura muito refinada o tamanho de grão médio encontra-se entre ASTM 8 e ASTM 10 atendendo a norma ASTM E112-13, o que favorece a resistência mecânica do material. As normas ASTM F136-13 e ASTM F620-11 que apresentam os requisitos para hastes intramedulares de titânio não faz referência ao tamanho de grão da liga. Ao fazer a análise de inclusões observou-se que as hastes intramedulares femorais apresentavam óxidos globulares, caracterizadas como inclusões grossas entre 8 μm e 12 μm de diâmetro médio com nível de inclusão 2,0 segundo norma ASTM E45-13. Essas inclusões estão bem distribuídas e possuem boa esfericidade o que não deve prejudicar consideravelmente as propriedades mecânicas do material.



Figura 3. Microestrutura da haste femoral canulada, 500x de aumento, ataque Kroll por 15 s.

3.3. Fratura

A Fig. (4) apresenta uma das hastes fraturadas. As fraturas aconteceram na região central e perpendicular ao carregamento. Na inspeção visual nenhuma das hastes apresentou estricção. Na Fig. (4) pode-se observar a coloração cinza escura e fosca da fratura, indicando a característica dúctil da fratura.

Na Fig. (4) constata-se que na região final da fratura existem mudanças na direção de propagação da trinca devido à formação de diferentes planos de fratura, isso indica uma oposição do material as solicitações trativas do ensaio aumentando a vida útil do produto. Verifica-se a presença de segregações, onde foram feitas análises químicas pontuais por EDS, o resultado indicou a presença de carbeto.

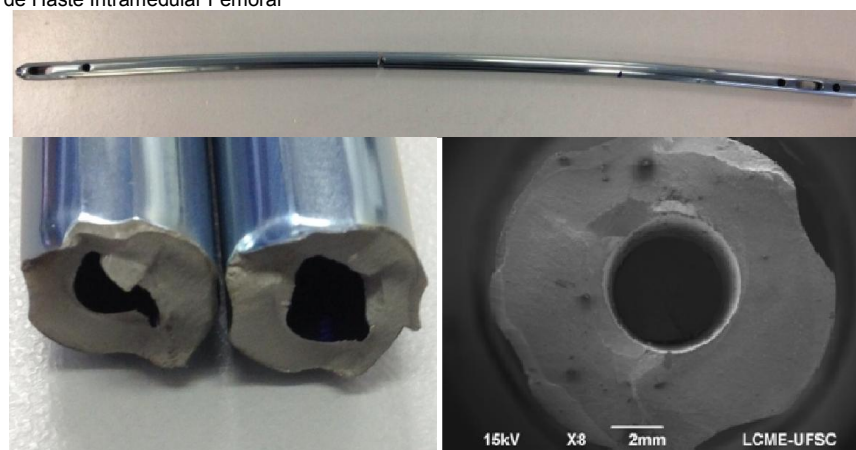


Figura 4. Detalhe da fratura da haste femoral canulada.

A Fig. (5) apresenta as micrografias da fratura de uma das hastes intramedulares femorais canuladas analisadas no MEV em diferentes ampliações. Pode-se observar na Fig. (5) que na imagem com aumento de 60X existem marcas concêntricas tênues por toda a extensão da fratura, um indício de uma fratura por fadiga.

A imagem com aumento médio de 700X na Fig. (5) mostra a presença de *dimples*, os quais são micromecanismos de materiais dúcteis que surgem devido à propagação transgranular da trinca, geralmente causada pelo material e pela intensidade das tensões na ponta da trinca, que permitem a criação de vazios na frente da mesma. Na mesma Fig. (5), na micrografia de 3700X, observa-se a presença de estrias, essas causadas pelo crescimento da frente de trinca a cada ciclo do ensaio e microtrincas na área em que a haste foi submetida às tensões trativas. Essas microtrincas surgem pela coalescência dos *dimples*.

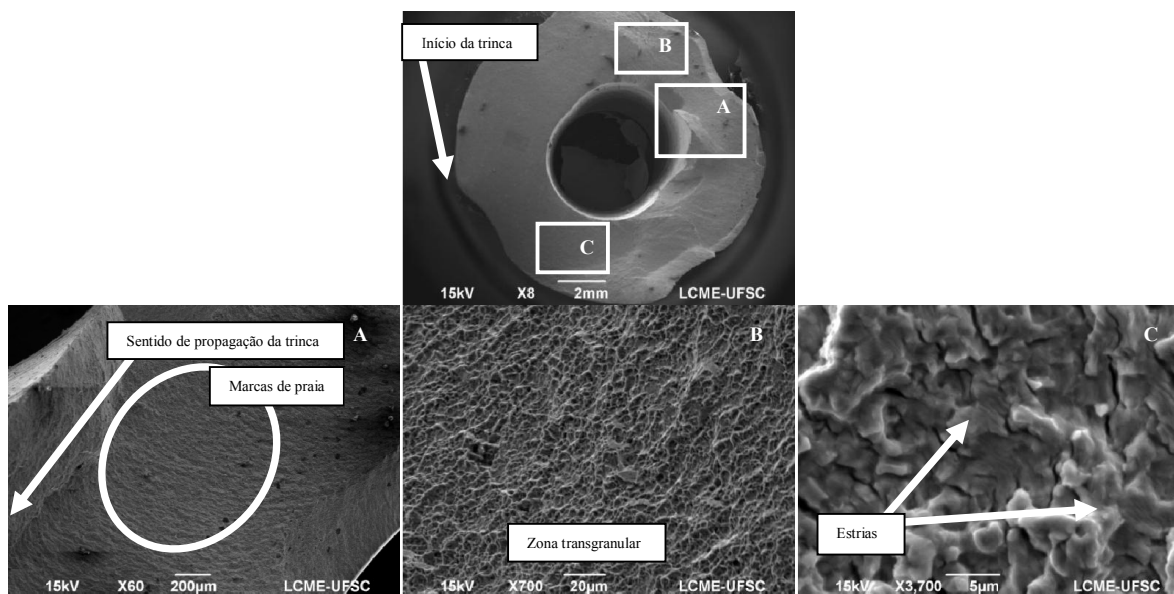


Figura 5. Microscopia eletrônica da fratura da haste femoral canulada.

4. CONCLUSÕES

No presente estudo, todas as hastes femorais intramedulares analisadas apresentaram composição química, microestrutura, micromecanismos e topografia de fratura independente da carga aplicada nos ensaios de fadiga realizados.

A fractografia aponta que os micromecanismos de fratura predominantes são os de fadiga em material dúctil com a presença de estrias, marcas de praia, zonas trasgranulares e *dimples*. O descrito anteriormente ratifica que as hastes falharam exclusivamente pelas solicitações mecânicas as quais foram submetidas, descartando inconformidades do material.

Para verificar se a carga aplicada no ensaio de fadiga em hastes femorais com composições químicas e

microestruturas similares não modifica de forma contundente os micromecanismos da fratura, estudos mais amplos utilizando diferentes tipos, tamanhos e lotes destas hastes devem ser realizados.

5. REFERÊNCIAS

- ASTM E112-13 “Standard Test Methods for Determining Average Grain Size”. West Conshohocken, PA, USA. 2013.
- ASTM E3-11 “Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens”. West Conshohocken, PA, USA. 2011.
- ASTM E45-13 “Standard Test Methods for Determining the Inclusion Content of Steel”. West Conshohocken, PA, USA. 2013.
- ASTM F1264-3(2012) “Standard Specification and Test Methods for Intramedullary Fixation Devices”. West Conshohocken, PA, USA. 2012.
- ASTM F136-13 “Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications” (UNS R56401). West Conshohocken, PA, USA. 2013.
- ASTM F620-11 “Standard Specification for Titanium Alloy Forgings for Surgical Implants in the Alpha Plus Beta Condition”. West Conshohocken, PA, USA. 2011.
- Lütjering G., “Influence of processing on microstructure and mechanical properties of (α + β) titanium alloys”, *Materials Science and Engineering: A*, Volume 243, Issues 1–2, 15 March 1998.
- Niinomi, M., “Mechanical properties of biomedical titanium alloys”, *Materials Science and Engineering: A*, Volume 243, Issues 1–2, 15 March 1998
- Okazaki, Y., “Comparison of Fatigue Properties and Fatigue Crack Growth Rates of Various Implantable Metals”. *Materials*. 2012
- Poondla N., *et al.*, “A study of the microstructure and hardness of two titanium alloys: Commercially pure and Ti–6Al–4V”, *Journal of Alloys and Compounds*, Volume 486, Issues 1–2, 3 November 2009
- Rack, H.J. *et al.*, “Titanium alloys for biomedical applications”, *Materials Science and Engineering: C*, Volume 26, Issue 8, September 2006
- Schneider, E., *et al.*, “Loads acting in an intramedullary nail during fracture healing in the human femur”, *Journal of Biomechanics*, Volume 34, Issue 7, July 2001
- Srivatsan, T.S., *et al.*, “A study at understanding the mechanisms governing the high cycle fatigue and final fracture behavior of the titanium alloy: Ti–4Al–2.5V”, *Materials Science and Engineering: A*, Volume 527, Issue 3, 15 January 2010
- Wang K., “The use of titanium for medical applications in the USA”, *Materials Science and Engineering: A*, Volume 213, Issues 1–2, 15 August 1996

6. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer pelo apoio financeiro ao FINEP e CNPq. Ao Laboratório Central de Microscopia Eletrônica da UFSC pelas imagens.

7. ABSTRACT

Orthopedic implants are used as invasive measures to recover part of the bone tissue damaged by trauma, disease or natural degeneration, so it is natural that the final product that will be deployed in the patient's body has rigid engineering standards, so that the life of the product is not compromised endangering the health of the end user. In this work will be addressed the lifetime prediction of femoral intramedullary nails that were manufactured in titanium alloy Ti-6Al-4V ELI assayed in high cycle flexural fatigue. To do so, it will be initially undertaken a microstructural and mechanical characterization, checking that the data correspond to the requests imposed by the standards governing their manufacture. Then the analysis of the fracture will be made, with the aim of discovering the cause of it. All results obtained for material characterization, including chemical composition, grain size, degree of inclusions, hardness, flexural strength and fatigue life showed data that corresponded to the requests of the standards for titanium alloys used in manufacturing medical implants. It was found that the fracture of intramedullary nails had macro and micrographic characteristics of the phenomenon of fatigue. Finally, when comparing the fracture surfaces analyzed with implants in vivo failures similar characteristics were observed, proving that the flexural fatigue test is an excellent tool for the analysis of mechanical strength and quality control of intramedullary nails.

Keywords: fatigue, fracture, intramedullary nail, titanium.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.